

**BRONCHIALE
STRÖMUNGSWIDERSTANDSMESSUNGEN
MITTELS GANZKÖRPERPLETHYSMOGRAPHIE
BEI KINDERN IM ALTER VON 4 – 14 JAHREN**

Charlotte Heydner-Zarmer

1976



Digitized by the Internet Archive
in 2026

Aus der Medizinischen Poliklinik der Universität München

Direktor (Vorstand:) : Prof. Dr. med. N. Zöllner

BRONCHIALE STRÖMUNGSWIDERSTANDSMESSUNGEN
MITTELS GANZKÖRPERPLETHYSMOGRAPHIE BEI
KINDERN IM ALTER VON 4 - 14 JAHREN.

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität zu München



vorgelegt von

Charlotte H e y d n e r - Zarmer

aus

Taufkirchen

Jahr

1976

Mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität
München

Berichterstatter: Prof. J. M e i e r

Mitberichterstatter: Prof. N. Z ö l l n e r

Dekan: Prof. W. S p a n n

Tag der mündlichen Prüfung: 9.3.1976



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
A EINLEITUNG	1
B LITERARISCHER ÜBERBLICK	4
C METHODIK UND ART DER PROBANDEN	8
D ERGEBNISSE	17
1. Abhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes vom Alter	17
2. Die Korrelation zwischen bronchialem Strömungswiderstand und intrathorakalem Gasvolumen	18
3. Abhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes und des intrathorakalen Gasvolumens von der Körpergrösse	18
4. Abhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes und des intrathorakalen Gasvolumen von der Körperoberfläche	19
5. Tabellen	20
E DISKUSSION	25
1. Unterschiedliche Normalwerte für den bronchialen Strömungswiderstand in den einzelnen Altersstufen, abhängig von der Grösse des Bronchialsystems	
2. Artefakte bei der Ganzkörperplethysmographie	27
a) durch das Verhalten des Kindes bedingt	
b) durch Umwelteinflüsse	
c) durch Mängel an der Meßordnung	
d) durch mangelnde Mitarbeit und fehlendes Verständnis bei Kindern	
3. Hypothetische Voraussetzungen zur Ganzkörperplethysmographie	30

F	ZUSAMMENFASSUNG	31
G	ABBILDUNGEN	
H	QUELENNACHWEIS	

A) EINLEITUNG

Störungen der Lungenfunktion sind z.T. schwierig zu differenzieren. Die Aussagekraft der einzelnen Funktionsprüfungen ist unterschiedlich. Oft besteht aber eine gute Relation zwischen gemessenen Funktionsparametern und klinischem Befund. Zu unterscheiden sind Störungen der Ventilation, der Perfusion und der Diffusion. Die Lungenfunktion ist normal, wenn das die Lunge verlassende Blut arterialisiert, die Ventilationsarbeit der Atemmuskulatur und die Druckerarbeit im rechten Ventrikel nicht erhöht sind. Je nach klinischem Befund, müssen zur Beurteilung einer, zwei oder alle drei der gesamten Faktoren erfaßt werden.

Die wichtigsten Lungenfunktionsprüfungen sind:

Spirometrie, Ganzkörper-Plethysmographie, Messung des intrapleurales Druckes, Blutgasanalyse des arteriellen Blutes, Expirationsgas-Analyse und Herzkatheterismus.

Welche Untersuchungen zu erfolgen haben, hängt von den jeweiligen Gegebenheiten ab. Die wichtigste Differenzierung ist meist die Restriktion und die Obstruktion, die je nach dem Schweregrad mit Hyperventilation und Hypoventilation (des Alveolarraumes und/oder Totraumes) bzw. Hypoxie und Hyperkapnie einhergehen können.

Bei der Restriktion ist die elastische Retraktionskraft von Lunge, Pleura oder Thorax vermehrt. Bei der Obstruktion findet man eine partielle oder generalisierte Einengung der Bronchioli terminales, wodurch die Expiration, aber auch die Inspiration behindert wird.

An obstruktiven Lungenerkrankungen sind die chronische spastische Bronchitis, die auch im Kleinkindalter nicht selten vor-

kommt, verbunden mit einer akuten oder chronisch rezidivierenden Bronchialobstruktion, das Asthma bronchiale, das obstruktive Lungenemphysem und die Mukoviszidose zu nennen.

Bei der obstruktiven Ventilationsstörung kommt es durch Reduktion des Atemwegsquerschnittes zu einer Erhöhung des bronchialen Strömungswiderstandes. Die Obstruktion ist die häufigste Lungenfunktionsstörung überhaupt, da es nur einige Erkrankungen der Lunge, der Pleura, des Thorax oder des linken Herzens gibt, die nicht sekundär den Atemwegsquerschnitt verkleinern.

Der wichtigste Parameter zum Nachweis einer obstruktiven Ventilationsstörung ist der bronchiale Strömungswiderstand (Atemwegs-"Resistance"). Eine streng laminare Strömung vorausgesetzt, gibt er an, welche Druckdifferenz (in cm H₂O) zwischen Alveolen und Atmosphäre herrschen müßte, damit im Tracheobronchialbaum eine Strömung von 1 l/sec zustande kommt. (1)

$$\text{Strömungswiderstand} = \frac{\text{Alveolardruck}}{\text{Strömung}}$$

$$R = \frac{\Delta P_A}{v/t} \quad (\text{cm H}_2\text{O} \quad \text{l/sec})$$

Die Strömung ("Flow") lässt sich mit einem Staurohr (Pneumotachographie) nach Fleisch (2) oder aus einem Zeit-Volumen-Diagramm (Spirometrie) Hutchinson (3) ermitteln. Die Druckdifferenz zwischen Alveolen und Atmosphäre wird mit einem Ganzkörperplethysmographen (Bodyplethysmographen) bestimmt. Wird die Atemluft auf 100% relativer Feuchtigkeit und auf Körpertemperatur gehalten, so ist der Druck in der Kammer des Plethys-

monographen proportional dem Alveolardruck. (4, 5)

Ein vergleichbarer Parameter mit ähnlicher Aussagekraft steht nur noch in der viskösen Atemarbeit zur Verfügung (6). Diese Messung ist aber nur mit der Ösophagusballonsonde möglich und daher kaum routinemässig durchführbar.

8) L I T E R A R I S C H E R Ü B E R B L I C K

Die ersten Versuche mit Körperplethysmographen zur Bestimmung des Residualvolumens, wurden um 1880 von G a d (7) und P f l ü g e r (8) durchgeführt.

1933 untersuchten V e z s a r (9), sowie S t r a u b und F l e i s c h (2) den Einfluß der Zusammensetzung der eingeatmeten Luft, sowie von Über - bzw. Unterdruck, auf Atemvolumen und Atemmittellager mit einer Versuchsanordnung, in welcher der Proband in einer luftdicht verschlossenen Kabine sitzt. Diese steht in offener Verbindung mit einem Kroghschen Spirometer, mit welchem Volumenschwankungen des Plethysmographen gemessen und amplitudengetreu registriert werden.

D u B o i s und Mitarbeiter (10,11) sowie U l m e r und R e i f (12), N o l t e et al.(13) , B a c h o f e n (14), M a t t h y s e t al.(15) und W o i t o w i t z (16) haben das Verfahren weiter entwickelt und das Lungenvolumen und den bronchialen Strömungswiderstand bei gesunden Versuchspersonen und Lungenkranken gemessen.

P o l g a r hat die gleichen Messungen bei Säuglingen durchgeführt (17). Der selbe Autor hat auch das Volumen der Schwimmblase von Fischen plethysmographisch ermittelt (18).

Die Bezeichnung "Ganzkörperplethysmographie" soll ausdrücken, daß die während eines Atemcyclus auftretenden, durch Gaskompression bedingten Änderungen des Lungenvolumens als Volumenänderung des ganzen Körpers gemessen und zusammen mit der jeweiligen Strömung registriert werden.

Prinzip der Messung am Beispiel der Inspirationsphase:
Damit Luft aus der Plethysmographenkammer durch den vorgeschalteten Pneumotachographen in die Lunge des Patienten strömen kann, muß in den Alveolen ein subatmosphärischer Druck herrschen. Das bedeutet entsprechend dem Boyle-Mariotteschen Gesetz: Die bereits in der Lunge befindliche Luft wird "gedehnt", das Volumen des Thorax und damit auch das gesamte Körpervolumen nimmt um einen geringen Betrag zu. Diese Volumenzunahme kann mit Hilfe der Plethysmographenkammer auf zwei Arten gemessen werden.

- a) Der Plethysmograph wird mit einem sehr empfindlichen und trägheitsarmen Krogshschen Spirometer verbunden ("druckkonstanter" Plethysmograph M e a d (19)).
- b) Von den atemsynchronen Änderungen des Kammerdrucks wird indirekt auf die atemsynchronen Druck- und Volumenänderungen in der Lunge geschlossen ("volumenkonstanter" Plethysmograph, D u B o i s et al (20)).

Dies ist insofern möglich, da nach dem Boyle-Mariotte'schen Gesetz der Druck in der Kammer mit dem Körpervolumen des Patienten innerhalb einer abgeschlossenen, starrwandigen Kammer zunimmt.

Die jahrelange Diskussion zwischen den Apologeten der beiden Plethysmographen-Systeme zuletzt auf den Symposien in Amorbach 1967 (13) und in Nijmegen 1968 (21) darf heute als beendet angesehen werden:

Eine zuverlässige Messung des bronchialen Strömungswiderstandes ist sowohl mit dem einen, wie auch mit dem anderen System möglich.

Das "volumenkonstante" System erfordert gegenüber dem "druckkonstanten" Plethysmographen eine aufwendigere Bauweise und ist mit einer grösseren Störanfälligkeit behaftet, hat aber die günstigeren Frequenzeigenschaften und bedingt eine einfachere Kurvenauswertung (1).

In Deutschland hat besonders der "volumenkonstante" Plethysmograph weite Verbreitung gefunden, nachdem 1965 die Arbeitsgruppe von U l m e r (22) einige wesentliche Verbesserungen der Originalmethode von D u B o i s e t al (20) angeregt und das Verfahren vom Experimentierstadium in die klinische Routinediagnostik eingeführt hat.

So kompliziert die theoretischen Grundlagen der Ganzkörperplethysmographie scheinen mögen, so einfach ist die praktische Durchführung der Messung mit modernen, allerdings noch sehr teuren Geräten. Die Messung dauert nur wenige Minuten; das Ergebnis für den bronchialen Strömungswiderstand (im angelsächsischen Sprachgebrauch: Resistance) und das intrathorakale Gasvolumen lassen sich unmittelbar aus den Steigungswinkeln des Druck-Strömungs-Diagramms und der Verschlussdruckkurve von Nomogrammen ablesen. Die Belastung für den Patienten ist minimal; es können auch Schwerkranke untersucht werden. Die Messung ist reproduzierbar und weitgehend unabhängig von der Mitarbeit des Patienten. Darüber hinaus können Therapieerfolge auf einfache Weise objektiviert werden (23).

Laut N o l t e ist die einzige objektive Meßgrösse zur Beurteilung einer obstruktiven Ventilationsstörung der bronchiale Strömungswiderstand- die Atemwegs-"Resistance". Der Normalwert liegt nach ihm für den gesunden Erwachsenen unterhalb von $3,5 \text{ cm H}_2\text{O/l/s}$

bei über 60-jährigen, bei Adipositas, bei Frauen mit geringer Körpergröße und in der Gravidität müssen auch Werte zwischen 3,5 und 4 cm H₂O/l/sec noch als normal angesehen werden. (24,25)

Das intrathorakale Gasvolumen ist bei Lungengesunden weitgehend mit dem funktionellen Residualvolumen identisch. Die besondere Bezeichnung soll lediglich ausdrücken, daß -streng genommen- Luftvolumen erfaßt werden, die intrathorakal, aber nicht unbedingt intrapulmonal lokalisiert sein müssen (Beispiel: Pneumothorax). Gemessen wird das Luftvolumen, welches sich am Ende einer normalen Expiration im Thorax befindet. Es handelt sich nach N o l t e (1) um den besten reproduzierbaren Meßwert zur Beurteilung der Größe von Alveolarraum und Luftwegen, weil sich das elastische System Lunge-Thorax zu diesem Zeitpunkt des Atemzyklus in Ruhe befindet. Dem gegenüber seien andere Parameter wie die Vitalkapazität, die Totalkapazität oder das Residualvolumen von der Kraftentfaltung der Atemmuskulatur und somit von der Mitarbeit des zu Untersuchenden abhängig.

C) M E T H O D I K

Es wurden 209 lungengesunde Kinder (102 Knaben und 107 Mädchen) im Alter von 4-14 Jahren untersucht, 155 lungengesunde Kinder aus der Augenklinik der Universität München, 54 aus der Orthopädischen, Hals-Nasen-Ohren- und Kinderpoliklinik. Alle Kinder waren regelrecht entwickelt und entsprachen in Grösse und Gewicht den Altersnormwerten (26). Von den 14- bis 6-jährigen Kindern wurden pro Jahrgang zwanzig, bei den 5- bis 4-jährigen siebzehn, bzw. zwölf untersucht. Gemessen wurde der bronchiale Strömungswiderstand und die jeweiligen Werte nach der oben angegebenen Formel (3) berechnet (Tabl. 1).

Die ganzkörperplethysmographischen Messungen wurden mit einem Seriengerät der Firma S i e m e n s, München ("Sirequast 91") durchgeführt.

B r i s c o e , D u B o i s (27) und N o l t e (1) hatten bereits 1958 eine inverse Beziehung zwischen der Atemwegs-Resistance und dem intrathorakalen Gasvolumen (I G V) nachgewiesen. Um die Resistance-Werte unterschiedlich grosser Lungen miteinander vergleichen zu können, wurden im gleichen Meßgang der Atemwegswiderstand und das intrathorakale Gasvolumen bestimmt.

Der Atemwegswiderstand (Resistance, R_t) ist definiert als Verhältnis aus der Druckdifferenz zwischen Alveolarraum und Atmosphäre (ΔP_{alv}) und dem dadurch hervorgerufenen Atemluftstrom ($\dot{V}$) pro Zeiteinheit.

Die Messung des Atemluftstromes erfolgt mit einem Pneumotachographen nach F l e i s c h (2).

Zur Bestimmung der Druckdifferenz ΔP alv. hat sich der Ganzkörperplethysmograph als geeignet erwiesen.

Physikalische Grundlage der Ganzkörperplethysmographie bildet das aus der allgemeinen Gasgleichung abgeleitete B o y l e - M a r i o t t e s c h e Gesetz, bzw. das P o i s s o n s c h e Gesetz.

Meßvorgang und Auswertung erfolgte nach W o i t o w i t z und B u c h h e i m (16).

Das Gerät besteht aus einer geschlossenen, druckstabilen mit grossen Glasfenstern versehenen Kammer, in welche das Kind mit einer gut sitzenden Nasenklemme gesetzt wird. Entgegen anfänglicher Befürchtungen war die Messung bei den meisten Kindern, (also bei 209 von insgesamt 220 Kindern) mit genügender Zuverlässigkeit durchführbar. Die Angst vor der Isolierung in der abgeschlossenen Plethysmographenkammer war im allgemeinen gering und nach gutem Zureden über eine in der Messkammer installierte Gegensprechanlage und Sichtkontakt mit dem Untersucher zu beseitigen. Schwieriger war es, die jüngeren Kinder zu einerruhigen Atmung anzuhalten. Die Messungen dauerten daher länger, als es von Erwachsenen her bekannt ist (28,29,22).

Das Kind atmet durch ein Gummimundstück, welches von seinen Lippen fest umschlossen sein muß und vor den Zähnen liegt, über den Pneumotachographen Kammerluft. Die erforderliche Meßanordnung und Druckabnahmestellen sind aus Bild 1 ersichtlich.

Während der Inspiration findet infolge Thoraxdehnung im Alveolarraum zunächst ein Druckabfall, in der umgebenen Kammer ein Druckanstieg als Ursache der Atemvolumenverschiebung statt. Expiratorisch geht umgekehrt mit der Alveolardruckerhöhung eine Abnahme des Kammerdruckes einher. Die meßbare Kammerdruckschwankung ist der Alveolardruckänderung zu jedem Zeitpunkt des Atemzyklus umgekehrt proportional. Damit wird der Alveolardruck, der für die Berechnung des Atemwegswiderstandes erforderlich ist, indirekt zugänglich.

Bei der Inspiration kommt es allerdings infolge Erwärmung und Befeuchtung der eingeatmeten Luft zu einer Volumenzunahme im Thorax und damit zu einer registrierbaren Druckzunahme in der Kammer, die das eigentliche Meßsignal überlagert. Verschiedene Verfahren (22,20) haben bisher diesen Störeffekt unter mehr oder weniger vollständiger Wahrung der physiologischen Gegebenheiten auszuschalten versucht. In neuerer Zeit hat eine elektronische Lösung in Form eines kleinen, fest programmierten, sog. F T -Kompensationsrechner Eingang in die Praxis gefunden (Bild 1).

Das Prinzip wurde von M u y s e r s und B u c h h e i m in die Ganzkörperplethysmographie eingeführt (30).

Im wesentlichen handelt es sich um eine Korrektur des Kammerdrucksignals nach selbsttätiger und fortlaufender Errechnung der Störgröße. Dieses Verfahren erlaubt die Bestimmung des Atemwegswiderstandes weiterhin bei niederfrequenter Atmung und führt zu einigen meß- und untersuchungstechnischen Verbesserungen.

Bild 1

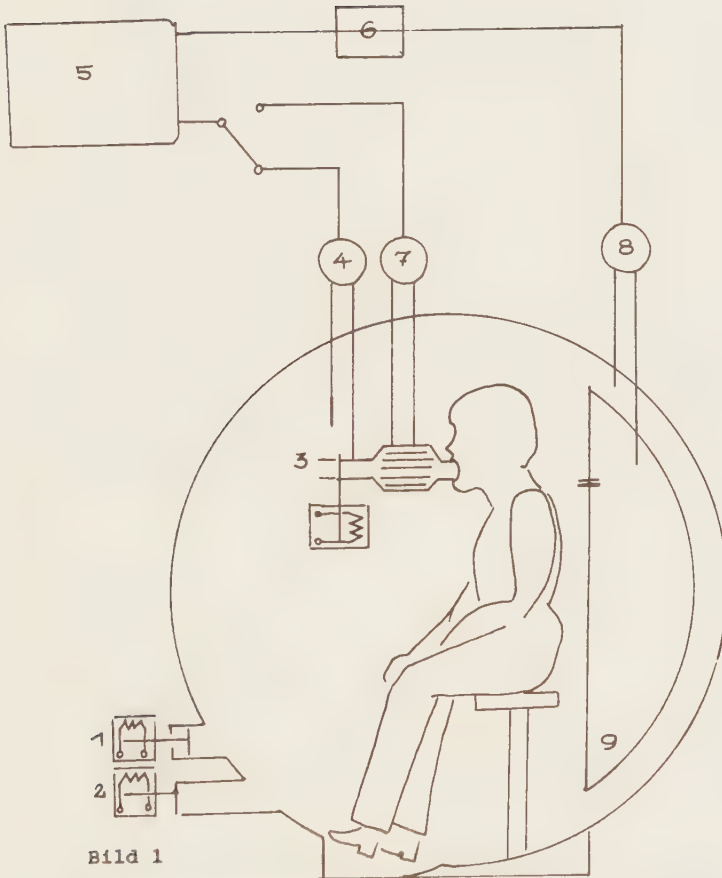


Bild 1

Schema des Ganzkörperplethysmographen:

- 1 Eichgeräte
- 2 Ventil
- 3 Verschluss
- 4 Munddruckrezeptor
- 5 Koordinatenschreiber
- 6 FT-Kompensationsrechner
- 7 Atemstromrezeptor
- 8 Kammerdruckrezeptor
- 9 Druckvergleichsgefäß

Die Alveolardruck/Kammerdruck-Proportion ergibt sich bei . Verschuß des luftzuführenden Rohres zwischen Proband und Atemeinheit, wenn versucht wird, gegen den Widerstand des Verschlusses mehrmals mit Hechelatmung ein- und auszuatmen. Auf der Ordinate eines X - Y - Schreibers wird der Alveolär- und auf der Abszisse der Kammerdruck als Verschußdruckkurve registriert. Bei Betätigung des Verschlusses am Ende des Expiriums und des Inspiriums lassen sich sogenannte endex - bzw. endinspiratorische Verschußdruckkurven gewinnen. Ihr mittlerer Winkel ($\bar{\alpha}$), d.h. die mittlere Verschußdruck-Kurve, stellt die für die Berechnung des Atemwegswiderstandes erforderliche Relation zwischen Alveolardruck und Kammerdruck dar. Es geht in der aus (1) abgeleiteten Formel (2) ein.

Analog zum Ohm'schen Gesetz:

$$(1) \quad R = \frac{\Delta P_{alv}}{V} \quad \left(\frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/s}} \right)$$

$$(2) \quad R = k_1 \cot \beta \tan \bar{\alpha} - R_0 \left(\frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/s}} \right)$$

Der Winkel β ergibt sich aus der Neigung des Kammerdruck-Strömungs-Diagrammes zur x-Achse. Diese Beziehung lässt sich bei Registrierung des Atemstromes ($\dot{V}$) auf der Ordinate und des Kammerdrucks (ΔP_k , bzw. ΔV_k) auf der Abszisse eines X - Y - Schreibers bei niederfrequenter standardisierter Atmung des Probanden gewinnen (Bild 2).

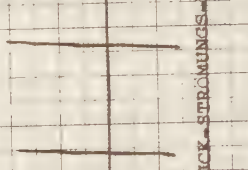
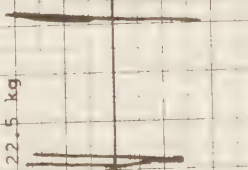
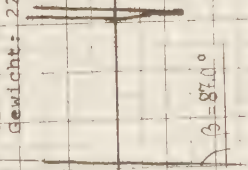
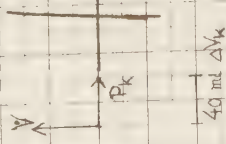
717 mmHg

Tag der Messung: 6.5.72

Albert, E., geb. 21.11.63

Größe: 120 cm

Gewicht: 22,5 kg



KAMMERDRUCK-STROMUNGS-DIAGRAMM

$\theta = 87.0^\circ$

Δp_{dv}

p_k

$\alpha_{in} = 73.5^\circ$

$\alpha_{in} = 73.5^\circ$

$\alpha_{ex} = 76.0^\circ$

$R = 4.4$ [cm H₂O] [1/sec]

$\alpha_{ex} = 75.0^\circ$

VERSCHLUSSDRUCK-KURVE
(Kammerdruck-Alveolardruck-Beziehung)

$\Delta p_{dv} = \text{Alveolardruckdifferenz}$

$V = \text{Atemstrom}$
 $R_k = \text{Kammerdruck}$
 $\Delta V_k = \text{Kammervolumendifferenz}$

$\alpha_{ex} = 76^\circ$

10 cm H₂O Druck

Die Neigung des Druck-Strömungs-Diagramms (bezogen auf die mittlere Verschußdruck-Kurve als Alveolardruck-Kammerdruck-Proportion) repräsentiert den Zahlenwert des Atemwegwiderstandes. Von ihm wird der Eigenwiderstand des hier verwendeten Pneumotachographen $R_0 = 0,3 \frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/s}}$ subtrahiert (siehe Formel 2). Berücksichtigt werden muß ferner eine Konstante (k_1), die aus den jeweiligen Eichmaßstäben für $\dot{V}$ und ΔV_k resultiert und dimensionsbehaftet wird. Eine tägliche Eichung vor Beginn der Messungen ist obligatorisch. Aus der Schreibereichung für Atemstrom $\dot{V}$ (1 cm Schreiberausschlag $\hat{=} 0,4 \text{ l/s } \dot{V}$) und für Kammerdruckveränderung ΔP_k - umgerechnet als Kammervolumenänderung ΔV_k (1 cm Schreiberausschlag $\hat{=} 40 \text{ ml } V_k$) geht als Konstante für die Eichmaßstäbe

$$k_1 = 25 \frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/s}} \text{ ein.}$$

Aus der Formel (2) folgt demnach:

$$(3) \quad R = 25 \cdot \cot \beta \tan \alpha - 0,3 \frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/s}}$$

Aus den Winkeln der endexpiratorischen und endinspiratorischen Verschußdruck-Kurven ($\alpha_{\text{ex. bzw. in.}}$)

lassen sich unter Berücksichtigung des aktuellen Barometerdruckes (P_B) des Kammervolumens (V_k) des Probandenvolumens ($\frac{W}{1,1}$) W = Probandengewicht - und der Konstanten aus den Eichmaßstäben (k_2) die jeweiligen thorakalen Gasvolumina ermitteln.

Mit Hilfe eines Diagramms zur Ermittlung der Atemwegwiderstände wurden die Resultate kontrolliert. Das Diagramm zeigt auf der Abszisse die gemittelten Winkelwerte " $\bar{\alpha}$ " der Verschußdruckkurven, als Parameter die Winkelwert " β " der Kammerdruck-Strömungs-Beziehungen und auf der Ordinate die zu bestimmenden Strömungs -

widerstände " R " in cm H₂O/l/s

Um die Resistance zu erhalten wird ein Linial senkrecht zur Abszisse des jeweiligen gemittelten Winkelwertes " $\bar{\alpha}$ " der Verschlußdruckkurven nach oben angelegt. Der Schnittpunkt mit den als Parameter aufgetragenen Winkelwerten " β " aus dem Kammerdruck-Strömungsdiagramm wird durch waagerechtes Anlegen auf die Ordinate übertragen. Dort können die Strömungswiderstände R direkt abgelesen werden.

Die mit Hilfe des Diagramms ermittelten Resistance-Werte deckten sich mit den nachder Formel berechneten Werten.

Das dem funktionellen Residualvolumen der Fremdgas-Mischmethode analoge endexpiratorische thorakale Gasvolumen T G V_e ist nach folgender Formel zuberechnen:

$$(4) \quad T G V_e = (P_B - P_{H_2O}) \frac{V_k - \frac{W}{1,1}}{V_k} \cot \alpha_e k_2 \quad (\text{ml})$$

Vom aktuellen Barometerdruck P_B (in München zwischen 706-728) wird der Partialdruck der wasserdampfgesättigten Luft P_{H₂O} = 47 torr subtrahiert.

Der Ausdruck $\frac{V_k - \frac{W}{1,1}}{V_k}$ korrigiert die bei leerer Kammer (V_k = 880 l) vorgenommene Volumen-Kammerdruckeichung um die Volumenverdrängung $\frac{W}{1,1}$ des Probanden.

Aus der Schreibereichung für den Alveolardruck P_{alv} (1 cm Schreiberausschlag $\hat{=}$ 10 cm H₂O Δ P_{alv}) und den Kammerdruck Δ P_k - wieder umgerechnet in Kammervolumenänderung Δ V_k (1 cm Schreiberausschlag $\hat{=}$ 40 ml Δ V_k) ergibt sich als Konstante für die Eichmaßstäbe

$$k_2 = 5,42 \frac{\text{ml}}{\text{torr}} \quad \text{Aus (4) folgt demnach:}$$

$$(5) \quad T G V_e = P_B - 47 - \frac{880-1,1}{880} \cdot \cot \alpha_e \cdot 5,42 \text{ (ml)}$$

D) E R G E B N I S S E

Abb. 1 zeigt die relativ grosse Streuung der Ergebnisse innerhalb der Altersgruppen, was vorwiegend auf die hinsichtlich Körpergrösse und -gewicht inhomogene Zusammensetzung der Kollektive zurückzuführen sein dürfte:

T a b e l l e

Alter (Jahre)	Grösse (cm)	Gewicht (kg)
14	142-170	37-57
13	143-160	32-58
12	143-165	30-61
11	134-160	28-46
10	128-145	26-39
9	143-125	26-44
8	139-116	20-30
7	132-116	21-31
6	121-110	18-27
5	119-106	16-21
4	113-100	17-20

Setzt man die Resistance zum Lebensalter in Beziehung, so ergibt sich demnach eine statistisch signifikante Korrelation (Korrelationsfaktor $r = -0,73$). s. Abb. 2)

Aus Abb. 3 geht hervor, daß von der Gruppe der 4-jährigen Kinder bis zur Gruppe der 14-jährigen das intrathorakale Gasvolumen signifikant mit der Körpergrösse korrelierend ansteigt, während sich Körpergrösse und bronchialer Strömungswiderstand umgekehrt proportional zueinander verhalten.

(siehe Tab. 2, Abb. 3 und Abb. 4)

Die gemessenen β -Winkel lagen im Bereich zwischen $84,5^\circ$ und 87° (siehe Tab. 4).

Bei den endexpiratorischen Verschlussdruckkurven lagen die Werte für " α_{ex} " zwischen 62° und 77° , die Winkel für die endexpiratorischen Verschlussdruck-Kurven waren in der Norm etwas geringer und bewegten sich für α_{in} im Bereich zwischen 60° und $76,5^\circ$ (siehe Tab. 4).

Nach D u B o i s und Mitarbeiter (20) beträgt der bronchiale Strömungswiderstand für die Lunge des Erwachsenen im Mittel 1,5 cm H₂O/l/s. Die obere Normgrenze liegt bei 3,0 cm H₂O/l/s (41). Die Resistance eines 11-jährigen Kindes liegt nahe an dieser Grenze oder knapp darüber (Abb. 1). Je jünger das Kind, um so höher der Resistance-Wert. Ein 5-jähriges Kind hat im Mittel einen vierfach höheren Strömungswiderstand als der Erwachsene. Der höchste Atemwegswiderstand wurde mit 7,6 cm H₂O/l/s bei einem 4-jährigen Kind gemessen, der niedrigste Atemwegswiderstand bei einem 14-jährigen Mädchen mit 1,4 cm H₂O/l/s. (Tab. 1).

Die Standardabweichung s der bronchialen Strömungswiderstände liegt zwischen 0,56 und 1,25, während der mittlere Fehler $\bar{s}$ bei den 14-jährigen 0,12 und bei den 4-jährigen Kindern 0,32 beträgt.

Die Regressionsgleichung ergibt:

$$\text{Atemwegswiderstand } R = -0,1 \cdot \text{Alter (in Jahren)} + 9,22$$

Eine unterschiedliche Resistance bei gleichaltrigen Jungen und Mädchen war statistisch nicht zu sichern.

Die Beziehung zwischen Körpergröße und Resistance geht aus Abb. 4 hervor. Der bronchiale Strömungswiderstand nimmt mit zunehmender Körpergröße ab. Der bronchiale Strömungswiderstand und das intrathoracale Gasvolumen nehmen mit der Zunahme der Körperoberfläche ab. (Abb. 5).

Alter i. J.	n	R (cm H ₂ O/l/s)	$\bar{x}$	$\pm s\bar{x}$	s	IGV $\bar{x}$	s
14	20	2,7/2,6/3,1/2,6/1,4/2,7 2,2/1,7/2,9/3,0/2,4/3,2 2,2/3,4/2,6/2,7/2,3/3,5 3,0/1,7	2,59	0,12	0,56	2,33	0,50
13	20	2,1/2,9/2,5/2,2/3,9/1,9 2,5/3,3/3,0/3,4/3,6/3,7/ 2,6/2,2/3,0/3,2/3,2/2,8 1,8/2,4	2,81	0,14	0,62	2,00	0,41
12	20	4,9/2,2/1,9/2,9/2,7/2,3/ 3,3/3,5/3,0/2,9/1,6/2,2 3,4/2,6/3,3/3,6/3,4/2,7 2,6/2,1	2,81	0,18	0,79	1,90	0,50
11	20	3,6/2,2/2,1/3,3/4,5/3,1 3,3/4,3/3,9/2,2/4,0/3,6 2,9/3,0/4,7/2,7/4,5/3,4 2,0/5,2	3,43	0,21	0,93	1,80	0,34
10	20	4,2/4,7/4,7/4,1/2,4/4,9 4,8/4,6/5,0/4,0/3,8/4,6 4,3/2,9/4,3/3,2/3,0/3,1 4,3/6,4	4,16	0,20	0,92	1,65	0,26
9	20	5,6/3,2/3,9/5,5/4,1/4,9 2,8/4,8/4,1/5,6/5,5/5,5/ 3,1/2,0/5,4/4,9/3,9/5,2 3,4/5,4	4,44	0,25	1,10	1,60	0,32
8	20	4,1/4,3/5,1/5,5/4,5/2,5 3,8/3,6/4,8/5,5/4,4/3,1 5,5/5,9/4,1/5,5/4,8/3,1 3,7/4,3	4,41	0,21	0,93	1,44	0,23

Tabl. 1 Resistance und intrathorakales Gasvolumen in Abhängigkeit vom Alter.

R = Atemwegwiderstand in cm H₂O

$\bar{x}$ = Mittelwert - $\frac{1}{n}$

IGV = intrathorakales Gasvolumen in Liter

Alter i.J.	n	R (cm H ₂ O/l/s)	$\bar{x}$	$s\bar{x}$	s	IGV $\frac{s}{\bar{x}}$	s
7	20	6,4/3,4/7,5/3,4/6,9/5,0 6,2/4,4/6,0/5,9/3,0/4,4 6,1/4,4/5,1/5,4/4,6/3,8 6,2/4,4	5,13	0,28	1,25	1,30	0,31
6	20	5,2/5,9/6,0/4,0/4,4/5,0 5,6/5,5/5,3/6,4/7,5/4,9 4,1/6,6/5,7/4,3/5,9/5,7 4,1/6,5	5,43	0,21	0,95	1,07	0,15
5	17	5,5/4,1/6,2/4,5/6,4/5,5 5,1/5,8/5,0/5,4/6,7/4,0 6,0/5,4/4,0/6,1/5,1	5,34	0,20	0,83	1,06	0,22
4	12	4,9/6,3/4,7/5,8 7,6/4,8/7,6/6,0 5,5/6,3/4,1/6,7	5,86	0,32	1,12	0,93	0,15

Fortsetzung Tabl. 1 Resistance und intrathorakales Gasvolumen in Abhängigkeit vom Alter

R = Atemwegwiderstand in H₂O IGV = intrathorakales Gasvolumen in Liter

$\bar{x}$ = Mittelwert $s\bar{x} = \frac{s}{\bar{x}}$ = mittlerer Fehler s = Standardabweichung

K.Größe	m	n	$R \frac{\text{cm H}_2\text{O}}{1/\text{s}}$	$\bar{x}$	$s\bar{x}$	s	IGV $\bar{x}$	$s\bar{x}$	s
1,00-1,05		5	5,56	0,40	0,89	0,86	0,03	0,08	
1,05-1,10		8	5,26	0,32	0,91	0,92	0,04	0,12	
1,10-1,15		17	5,56	0,24	0,97	1,03	0,04	0,16	
1,15-1,20		20	5,36	0,26	1,14	1,05	0,04	0,19	
1,20-1,25		19	5,15	0,24	1,05	1,28	0,06	0,28	
1,30-1,35		22	4,42	0,21	0,98	1,43	0,04	0,17	
1,35-1,40		24	4,17	0,18	0,89	1,58	0,05	0,26	
1,40-1,45		24	3,41	0,15	0,73	1,71	0,07	0,34	
1,45-1,50		11	3,25	0,31	1,02	1,80	0,10	0,32	
1,50-1,55		12	2,93	0,19	0,64	1,94	0,10	0,34	
1,55-1,60		20	2,48	0,13	0,58	2,09	0,08	0,38	
1,60-1,65		10	2,70	0,19	0,62	2,47	0,15	0,47	
1,65-1,70		6	2,35	0,13	0,32	2,52	0,14	0,35	

Tabl. 2 Beziehung der Resistance und des intrathorakalen Gasvolumens zur Körpergröße.

R = Atemwegwiderstand in $\frac{\text{cm H}_2\text{O}}{1/\text{s}}$ IGV = intrathorakales Gasvolumen in Liter

$\bar{x}$ = Mittelwert $s\bar{x}$ = mittlerer Fehler s = Standardabweichung

K.Oberfl. m ²	n	$\bar{R}\bar{x}$	$\pm$	$\bar{s}\bar{x}$	s	IGV $\bar{x}$	$\pm$	$s\bar{x}$	s
0,60-0,70	5	5,52		0,380	0,849	0,84		0,0277	0,0620
0,70-0,80	18	5,50		0,201	0,856	1,031		0,031	0,134
0,80-0,90	25	5,13		0,224	1,122	1,151		0,0594	0,299
0,90-1,00	25	5,03		0,222	1,113	1,388		0,0440	0,221
1,00-1,10	31	4,30		0,142	0,793	1,484		0,0400	0,224
1,10-1,20	31	3,70		0,181	1,011	1,623		0,0500	0,278
1,20-1,30	14	3,19		0,245	0,919	1,775		0,0730	0,275
1,30-1,40	16	2,85		0,162	0,649	1,941		0,090	0,361
1,40-1,50	13	2,71		0,170	0,516	2,185		0,111	0,400
1,50-1,60	10	2,57		0,165	0,522	2,357		0,142	0,451
1,60-1,70	8	2,37		0,228	0,647	2,246		0,186	0,526

Tabl. 3 Relation von Resistance und intrathorakalem Gasvolumen zur Körperoberfläche.

R = Atemwegwiderstand in $\frac{\text{cm H}_2\text{O}}{1/\text{s}}$ IGV = intrathorakales Gasvolumen in Liter

$\bar{x}$ = Mittelwert $s\bar{x}$ = mittlerer Fehler s = Standardabweichung

Messg.	Name, Vorname	Körp.- Oberf.	Alter (i.J.)	Größe (cm)	Gewicht (kg)	Barom. (mm Hg)	(Grad)	cot i (Grad)	ex (Grad)	2 ex (Grad)	tan R $\frac{cmH_2O}{I/8}$	IGV (ml)	Diagnose
	Sabine B.	1, 27	14	158	34,5	715	87,0	0,052	60,0	63,5	0,499	62,0	1,881 2,2 1,74 Verletzung
	Klaus L.	1, 50	13	158	51,0	717	86,0	0,069	60,0	62,0	0,532	61,0	1,804 2,8 1,83 Augenkl. Iridocyclitis
	Hans-Peter K.	1,13	12	143	31,0	718	86,5	0,061	64,0	67,0	0,425	65,5	2,256 3,0 1,50 HNO-Kl. Vorber.IE
	Bernhard St.	1,66	11	165	60,0	704	85,5	0,079	63,5	62,5	0,521	63,0	1,963 3,6 1,74 Augenkl. Strabismus
	Angela D.	1,20	10	140	37,0	711	85,5	0,079	66,0	66,5	0,435	66,5	2,300 4,2 1,50 Orthop.Kl Tibia-Frakt.
	Brigitte M.	1,14	9	135	35,0	716	84,5	0,096	64,5	66,0	0,445	65,3	2,177 4,9 1,56 Verdacht auf Hämaturie
	Susanne B.	1,05	8	135	28,5	710	85,5	0,078	66,0	68,0	0,404	67,0	2,356 4,3 1,41 Augen-Kl. Strabismus
	Robert M.	0,91	7	123	24,0	717	85,0	0,088	68,3	67,3	0,418	67,8	2,455 5,1 1,48 Augen-Kl. Strabismus
	Rebecca F.	0,88	6	121	23,0	721	86,3	0,064	73,0	75,0	0,268	74,0	3,487 5,3 0,96 Augen-Kl. Conjunktivitis
	Doris M.	0,84	5	119	21,0	714	86,5	0,061	72,0	74,5	0,277	73,5	3,376 5,5 0,98 Augen-Kl. Strabismus
	Sabine H.	0,68	4	100	17,0	717	86,5	0,061	76,5	77,0	0,231	77,0	4,332 6,3 0,82 Augen-Kl. Strabismus

Tabl. 4 Beispiele für Meßwerte je eines Kindes im Alter von 14 - 4 Jahren mit Angabe der Kausalität für den Klinikaufenthalt.

E) DISKUSSION

Soweit in den Luftwegen eine laminare Strömung angenommen werden kann, ist der bronchiale Strömungswiderstand direkt proportional der Gesamtlänge der durchströmten Röhren und umgekehrt proportional der 4. Potenz ihres Radius (Hagen-Poiseuillesches-Gesetz) .

Wenn man voraussetzt, daß die Grösse des Bronchialsystems in einem einigermaßen konstanten Verhältnis zur Grösse der gesamten Lunge steht, so haben die einzelnen Atemwegs - "Generationen" in der Lunge des Kindes kleinere Dimensionen als in der Lunge des Erwachsenen. Die kürzere Rohrlänge verringert zwar den Strömungswiderstand etwas, das fällt gegenüber den Auswirkungen des kleineren Querschnittes aber kaum ins Gewicht, da der Radius in der 4. Potenz, die Länge aber nur in der 1. Potenz in die oben zitierte Strömungsgleichung eingeht.

Tatsächlich ergibt sich auch nach N o l t e (25), daß der bronchiale Strömungswiderstand der Erwachsenenlunge erheblich geringer ist als derjenige der kindlichen Lunge. Für ganzkörperplethysmographische Messungen an Kindern leiten sich somit ganz andere Normwerte ab (wie die Untersuchungsergebnisse dieser Arbeit zeigen), während eine Resistance von $6 \text{ cm H}_2\text{O/l/s}$ beim Erwachsenen eindeutig einer obstruktiven Ventilationsstörung entspricht und häufig bereits eine Ruhedyspnoe auslöst (22,23), hat dieser Wert für ein 5-jähriges Kind keinerlei pathologische Bedeutung. In der Praxis ist es nicht notwendig, den jeweiligen Mittelwert der Beurteilung zugrunde zu legen.

Es ist ausreichend, wenn man den 2 s -Bereich des entsprechenden Gesamtkollektives als Normbereich festlegt. Dann ergibt sich für den bronchialen Strömungswiderstand z.B. bei 5-jährigen Kindern eine obere Normgröße von 7 cm H₂O/l/s. Ein Meßwert, der oberhalb dieser Grenze liegt, kann nur ausnahmsweise noch als physiologisch angesehen werden, z.B. bei sehr geringer Körpergröße. Der Strömungswiderstand fällt umso höher aus, je kleiner die Lunge, bzw. das Lungenvolumen ist; denn dann ist auch der Querschnitt des Tracheobronchialbaumes kleiner. Logischer Weise müssen sich deshalb nicht nur Alter, sondern auch Körpergröße und Körperoberfläche umgekehrt proportional zu den Resistance-Werten verhalten (siehe Abb. 2, Abb. 4, Abb. 5)

Die Ergebnisse entsprechen weitgehend den Resultaten anderer Autoren, welche Normwerte für lungengesunde Kinder erstellt haben. (25,29,31,32). Wie schon von N o l t e (29) beschrieben, konnte als Besonderheit eine ausgeprägte S-Form der Druckströmungskurven beobachtet werden. Im Gegensatz zum Erwachsenen, machen sich also im kindlichen Bronchialsystem schon bei relativ geringen Stromstärken turbulente Strömungen bemerkbar. Leider liegt den meisten Resistance-Bestimmungen bei Kindern nicht der Alveolardruck, sondern der Über Oesophagusballonkatheter gemessene Intrapleuraldruck zugrunde (33,34,35). Dadurch enthalten die Meßergebnisse nicht nur den Strömungswiderstand, sondern zusätzlich den Lungengewebe-widerstand. Die so gewonnenen "Normalwerte" der Resistance

liegen dadurch zu hoch. Da über den Gewebswiderstand der kindlichen Lunge nur Untersuchungen an wenigen Kindern (36) vorliegen, lassen sich die Meßergebnisse dieser Arbeit nicht mit den regelmäßig höheren "Resistance" - Werten der Ösophagusdruckmethode vergleichen.

Auch für die Resistance der Säuglinge wurden mittels Pleuredruckmessung (37,38) zu hohe Werte bestimmt, wie P o l g a r (17) durch Untersuchungen mit einem "baby plethysmograph " nachweisen konnte.

Unabhängig von der Meßmethode fand sich bei allen Autoren für die Resistance eine mehr oder weniger enge Korrelation zum Lebensalter, bzw. zur Körpergröße des Kindes.

Ein Gesunder, bei dem man eine Bronchiusobstruktion durch Inhalation von Histamin oder reizenden Aerosolen experimentell erzeugt, bemerkt in Ruhe Atembeschwerden erst dann, wenn der Atemwegswiderstand um mehr als das dreifache über den Normalwert angestiegen ist. Eine schwere Dyspnoe stellt sich erst bei einer 5-fachen Erhöhung des Atemwiderstandes ein. Man kann also bei einer Untersuchung der Resistance, auch bei Patienten, die nicht über Atembeschwerden klagen, durchaus pathologische Werte erheben.

Die Ganzkörperplethysmographie ist die empfindlichste Methode zur Bestimmung des Atemwegswiderstandes der Resistance (20). Ein Nachteil der Methode liegt in der möglichen Verfälschung der Originalkurven durch Artefakte, wodurch die Auswertung erschwert wird oder zu pseudopathologischen Resultaten führen kann (16,40).

Ergebnisseinstellungen sind nach **M e d e r** möglich, wenn das Kind bei der Untersuchung willkürlich oder unwillkürlich seine Stimmritze eng stellt. Durch den unterschiedlichen verformungsgrad hintereinander geschlossener Schleifen lässt sich die Ursache erkennen; z.B. bei völlig geschlossener Glottis werden nur noch die Kabinendruckschwankungen als horizontale Striche registriert.

Hält das Kind das Mundstück mit seinen Lippen nicht dicht genug umschlossen, sitzt die Nasenklemme nicht richtig, hat das Mundstück ein Loch oder schließt das magnetische Ventil zwischen Stempel und Hammer nicht dicht genug, so ergeben sich ebenfalls verfälschte Meß-Diagramme auf dem Koordinatenschreiber.

Atmet das Kind sehr stark gegen den Verschluss, statt leicht zu hecheln, hat dies eine Verunstaltung der Verschlussdruckkurve zur Folge (anstelle der strichförmigen Hechelkurve eine dicke eiförmige Schleife). Dagegen wird der Verschlussdruckwinkel zu steil, wenn die Versuchsperson nicht mit dem Thorax hechelt, sondern lediglich die Backen rhythmisch aufpustet. Letzteres ist bei kleineren Kindern ein häufiges Fehlverhalten während der Messungen.

Kurvenveränderungen gibt es auch bei Schluckbewegungen, Singultus und bei Zusammenbeißen des Gummimundstückes. Ausser vom Verhalten des Kindes abgeleitete Fehlerquellen sind noch diejenigen durch Umwelteinflüsse und Mängel an der Meßanordnung zu nennen. Hier wurden vor allem schlechte Kompensation von Feuchtigkeit und Temperatur in der Kammer, Undichtigkeit der Kabine, stark wechselnder Barometerdruck, ~~stark~~ plötzliche Luftdruckschwankungen durch Türeenschlagen und mechanische

Erschütterungen der Meßapparatur beobachtet (12).

Während alle Einflüsse entweder zu leicht erkennbarer Verunstaltung der Kurven führen oder eine Kurvenregistrierung unmöglich machen, sind Atmen und Hecheln mit verengter Glottis, Beckenaufpusten statt Hecheln und Undichtigkeit am Atemrohr nicht sofort als Artefakte ersichtlich und können zu Fehlbeurteilungen führen.

Daraus ergibt sich, daß ein gewisses Maßen Mitarbeit und Verständnis der Kinder erforderlich ist für exakte Meßergebnisse. Bei den dargestellten Versuchen zeigten immer wieder Kinder auffallende Abneigung gegen Geruch und Geschmack des Gummimundstückes. Eine Materialveränderung der Mundstücke wäre hier zu erwägen. Bei den 4- und 5-jährigen Kindern war trotz geduldigem Zuspruch und liebevoller Führung häufig ein ausreichendes kooperatives Verhalten nicht zu erreichen. Acht der Vierjährigen und drei der Fünfjährigen mußten aus dem "Untersuchungsgut" eliminiert werden.

Auf Grund dieser Erfahrungen scheinen Routineuntersuchungen normalerweise erst ab frühestens 6 Jahren sinnvoll zu sein, wie auch Z a p l e t a l (32) bestätigte.

Um den Kindern die Angst vor den Messungen zu nehmen und ein richtiges Verhalten in der Kammer zu demonstrieren, hat es sich als günstig erwiesen, sie zuerst als Zuschauer der Untersuchung eines "mutigen" und intelligenten Gleichaltrigen beiwohnen zu lassen.

Vollständigkeithalber sei noch angeführt, daß außer durch

apparative, meß- und untersuchungstechnische Besonderheiten auch von seiten der hypotetischen Voraussetzungen zur Ganzkörperplethysmographie Fehlermöglichkeiten bestehen können (16).

Vorliegen sollten:

Isotherme Bedingungen bei den Zustandsänderungen in der Kammer.

Die Identität des Alveolardruckes mit dem in Mundnähe ermittelten tatsächlichen Druck. Er wird als gegeben angenommen.

Die Identität der Th~~ox~~- mit der Kammerluftvolumenänderung.

Fehlermöglichkeiten stellen eine Belastung für die Genauigkeit der Meßergebnisse dar und erklären zusätzlich die grosse Standardabweichung der Resistancewerte innerhalb der Altersgruppen. Auf die inhomogene Zusammensetzung der einzelnen Untersuchungskollektive hinsichtlich Körpergrösse und -gewicht als Ursache für die breite Streuung der Resistance-Werte innerhalb eines Jahrganges wurde schon bei den Ergebnissen hingewiesen.

F) Z U S A M M E N F A S S U N G

Aus einem Kollektiv von 209 lungengesunden Kindern wurden durch ganzkörperplethysmographische Messungen Normwerte für den bronchialen Strömungswiderstand ("airway-Resistance") ermittelt.

Untersucht wurden je 20 lungengesunde Mädchen und Jungen pro Jahrgang im Alter von 14 - 6 Jahren, 17- bzw. 12 Kinder im Alter von 5 und 4 Jahren.

Als Meßgerät diente ein Bodyplethysmograph (Siregnost 91) der Firma S i e m e n s .

Der bronchiale Strömungswiderstand der kindlichen Lunge ist erheblich höher als derjenigen der Erwachsenenlunge. Es fand sich eine umgekehrte Proportionalität zwischen Atemwegwiderstand einerseits und Größe, Körperoberfläche und Alter des Kindes andererseits.

Die enge Korrelation zwischen Atemwegwiderstand und intrathorakalem Gasvolumen weist daraufhin, daß der bronchiale Strömungswiderstand von der Lungengröße abhängt.

Während eine Resistance von $6 \text{ cm}^3/\text{H}_2\text{O}/\text{l}/\text{s}$ beim Erwachsenen eindeutig einer obstruktiven Ventilationsstörung entspricht, liegt der obere Normalwert eines 5-jährigen Kindes bei $7 \text{ cm}^3/\text{H}_2\text{O}/\text{l}/\text{s}$.

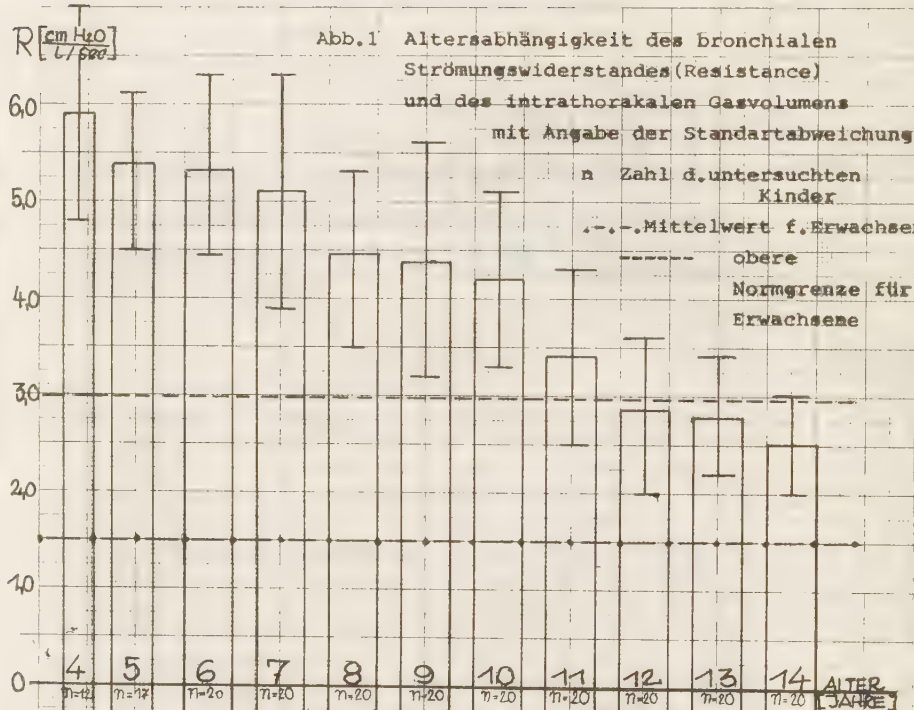
Ein statistisch signifikanter Unterschied der Atemwegwiderstände von Jungen und Mädchen eines Jahrganges ergibt sich im Gegensatz zu Resultaten bei Erwachsenen (25) nicht.

$R \left[\frac{\text{cm H}_2\text{O}}{\text{l/sec}} \right]$

Abb.1 Altersabhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes (Resistance) und des intrathorakalen Gasvolumens mit Angabe der Standardabweichung

n Zahl d. untersuchten Kinder
 -.-.- Mittelwert f. Erwachsene
 ----- obere Normgrenze für Erwachsene

bronchialer Strömungswiderstand



intrathorakales Gasvolumen



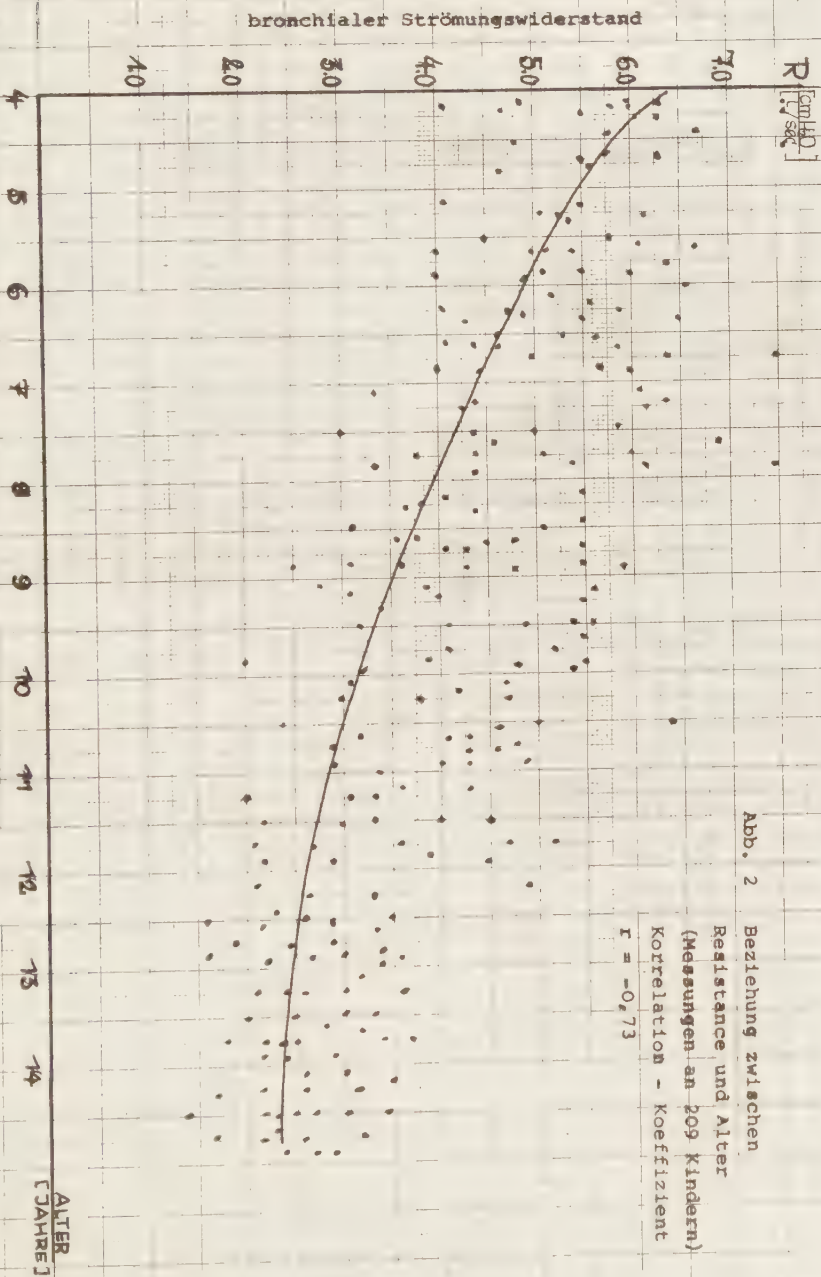


Abb. 3

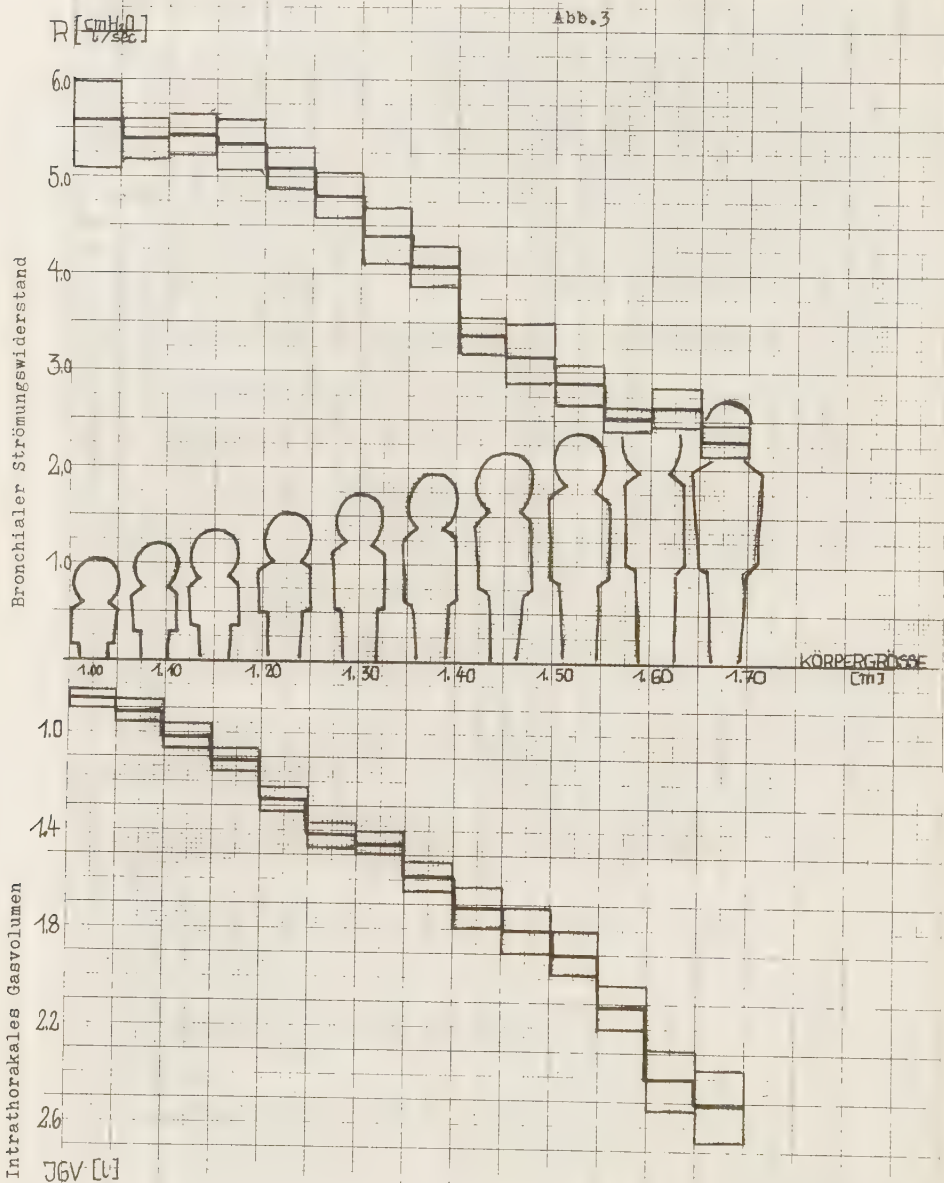
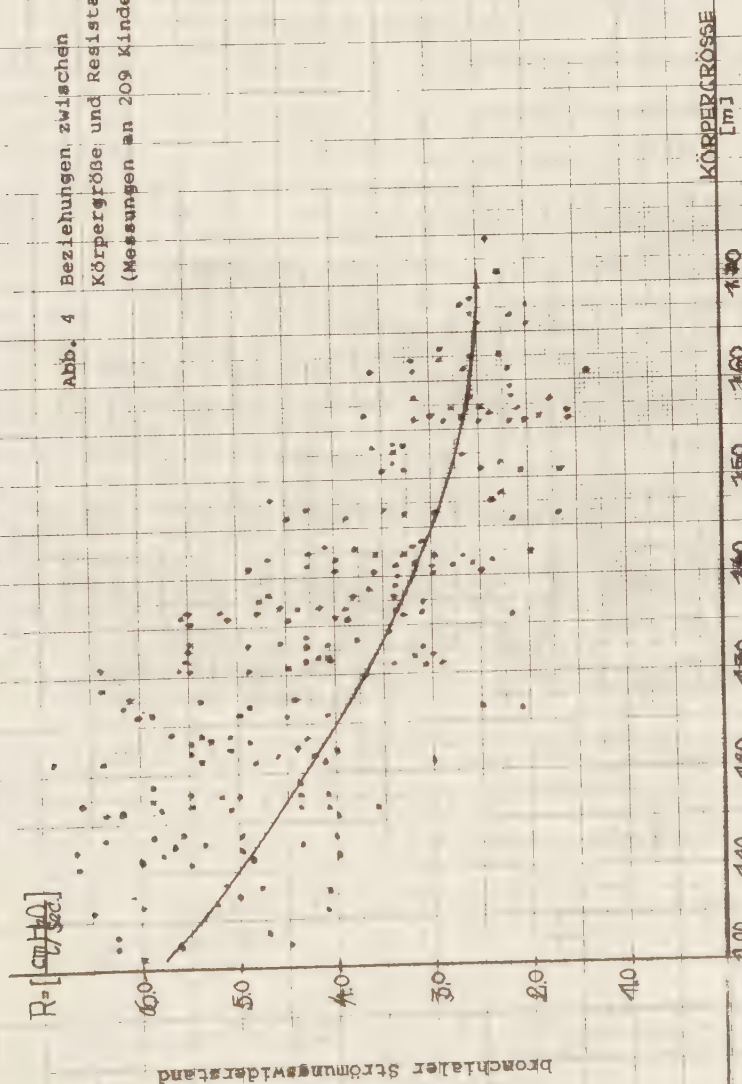


Abb. 3 Abhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes und des intrathorakalen Gasvolumens von der Körpergröße (mit Angabe der mittleren Fehlerbreite)

Abb. 4 Beziehungen zwischen
Körpergröße und Resistance
(Messungen an 209 Kindern)

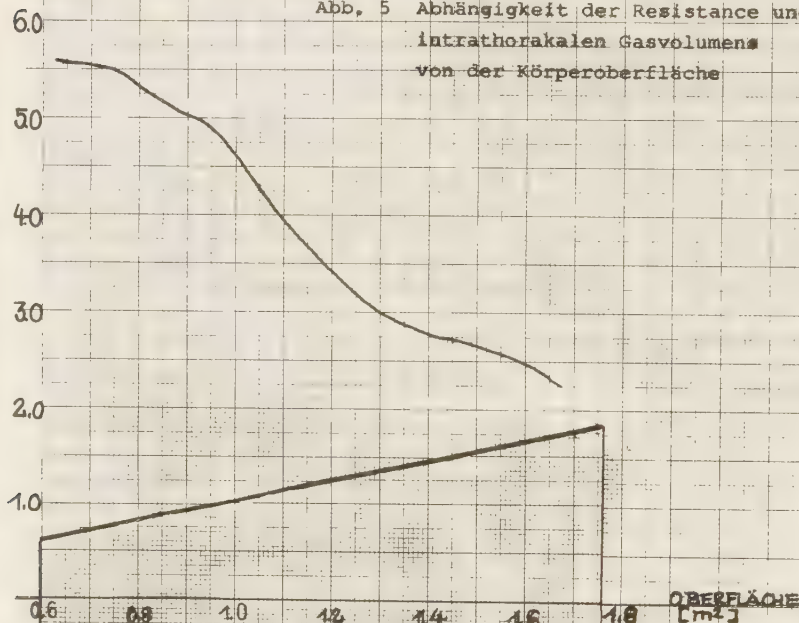


bronchialer Strömungswiderstand

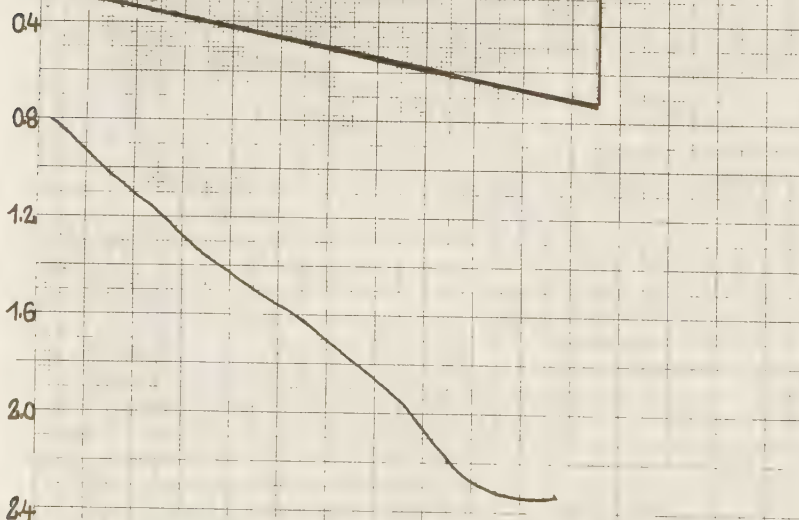
$R \left[\frac{\text{cmH}_2\text{O}}{\text{l/sec}} \right]$

Abb. 5 Abhängigkeit der Resistance und des
intrathorakalen Gasvolumens
von der Körperoberfläche

bronchialer Strömungswiderstand



intrathorakales Gasvolumen



JGVL

- (1) N o l t e , E.: Obstruktive Ventilationsstörung
Klin.-Wachr. 50, (1972)349
- (2) F l e i s c h , A.: Pneumotachographie (recording of rate
of respiratory flow)
Hrsg.Abderhalden Bd.Wien 1932
- (3) H u t c h i n s o n , J.: On capacity of lungs and on
respiratory function with view of
establishing precise and easy method
of detecting disease by spirometer.
- (4) B a c h o f e n , H., S c h e r r e r , M.:
Über die Messung des Bronchialwiderstandes
mit den Körperplethysmographen.
Schweiz.Med.Wachr. 96 (1966) 112-117
- (5) M e i e r - S y d o w , J., S c h m i d t , W.:
Lungenfunktionsprüfungen, Diagnostik
3 (1970) 318-321
- (6) N o l t e , D.: Lungenfunktionsprüfungen Med.Machr.
25 (1971) 146
- (7) G a d , J.: Über Grösse und Bedeutung des Residual-
lufttraumes, Tagbl.54, Vers.dtech.Naturf.
und Ärzte, Salzburg (1881),117
- (8) P f l ü g e r , E.: Das Pneumonometer. Arch.ges.Physiol.
29 (1882) 244
- (9) V e r z a r , F.: Die Regulation des Atemvolumens
Pflug.Arch. 232 (1933) 322
- (10) D u B o i s , A.B., B o t t e l h o , S.V., B e d e l l , G.N.
M a r s h a l l , R. und C o m r o e , J.H.jr.:
A rapid plethysmographie method for measuring
thoracic gas volume J. clin. Invest.
35 (1956) 322

- (11) Du Bois, A.B., Botello, S.V. und
Comroe, J.H.jr.:

A new method for measuring airway
resistance in man using a body
plethysmograph. J.clin.Invest.
35 (1956) 327

- (12) Ulmer, W.T., Reif, E.: Die Ganzkörperplethysmo-
graphie, Respiration 25 (1968) 14

- (13) Nolte, D.: Kolloquium über Ganzkörperplethysmo-
graphie. Amorbach, 2.6.1967

- (14) Bachofen, H.: Die mechanischen Eigenschaften der
Lunge. Untersuchungen mit der Ganzkörperplethys-
mographie. Bern: Huber 1969

- (15) Matthys, H., et al.: Plethysmographie assesement of
trapped air in man, Respiration 27 (1970) 447

- (16) Woitowitz, H.-J., Buchheim F.W., et al:
Zur Theorie und Praxis der Ganzkörperplethys-
mographie in der Lungenfunktionsanalyse.

- (17) Polgar, G.:Airway resistance in newborn infants.
J. Pediatrics 59 (1961) 915

- (18) Polgar, G.:Measurement of volume and composition
of the swim bladder of todafish. Biol.
Bull. 119 (1960) 297

- (19) Mead, J.: Volume displacement body plethysmograph
for respiratory measurements in human sub-
jects. J.appl. Physiol. 15 (1960) 736

- (20) Du Bois, A.B. et al: A new method for measuring airway
resistance in man using a body plethysmo-
graph: values in normal subjects and in
patients with respiratory disease.
J. clin. Invest. 35 (1956) 327

- (21) DuBois, A.B., Woestijne, K.P.,
van de Leds: Body Plethysmographie (International Symposium on Body Plethysmographie, Nijmegen, Sept. 17-18 (1968)
Progr. resp. Res. (Basel) 4,1 (1969)
- (22) Ulmer, W.T. und Reiff, E.: Die obstruktiven Erkrankungen der Atemwege 41 (1965) 8
- (23) Ulmer, W.T. et al: Objektivierung von Therapieerfolgen bei chronisch obstruktivem Emphysem. 72 Tagung Dtsch.Ges.inn.Med. Wiesbaden 1966
- (24) Nolte, D.: Der Aussagewert von Lungenfunktionsmeßgrößen. Med.Mschr.B 25(1971) 538
- (25) Nolte, D.: Zur Altersabhängigkeit des bronchialen Strömungswiderstandes und des intrathorakalen Gasvolumens. Beitr. Klin. Tuberk., 139 (1969) 80-90
- (26) Documents Gey, Wissenschaftliche Tabellen 7. Auflage (1968)
- (27) Briescoe, W.A., DuBois, A.B.:
The relationship between airway resistance, airway conductance and lung volume in subjects of different age and body size. J.clin.Invest. 37 (1958) 1279
- (28) Nolte, D.: Zur Auswertung ganzkörperplethysmographischer Meßergebnisse. Med. thorac.24 (1967) 371-378
- (29) Nolte, D.: Der bronchiale Strömungswiderstand im Kindesalter, Klin.Wschr. 14 (1968) 783
- (30) Muyser, K.: Vortrag anlässlich des Kolloquiums über Ganzkörperplethysmographie in Amorbach 2,6.1967 Klin.tub. 1968

- (31) Engström, J. et al: Relationship between
Mechanical Properties of the
Lungs, Lung Volumes and Ventilatory
Capacity in Healthy Children.
Acta Paediatrica 51 (1962) 68-80
- (32) Zapletal, A., et al: Maximum expiratory
flow-volume curves and airway conductance
in children and adolescents J.appl. Physiol.
26 (1969) 308-316
- (33) Cook, C.D., P.J. Helliesen et al:
Relation between mechanics of respiration,
lung, size and body size from birth to
young adulthood.
J.appl.Physiol. 13 (1958) 349
- (34) Helliesen, P.J., C.D. Cook, Friedlander, L.:
Studies of respiratory physiology in
children Mechanics of respiration and lung
volume in 85 normal children 5 to 17 years
of age. Pediatrics 22 (1958) 80
- (35) Karlberg, P. and Koch, G.: Respiratory studies
in newborn infants. A. longitudinal study.
Acta paediat., Suppl. 135 (1962) 121
- (36) Bachofen, H.: Physiologie und Pathophysiologie
der Lungenmechanik. Verhdl.Ges. Lungen-
und Atmungsforsch. Bd. 1 Berlin-Heidel-
berg-New York (1971)
- (37) Cook, C.D., et al.: Studies of respiratory physiology
in the newborn infant. III. Measurements of
mechanics of respiration. J. clin. Invest.
36 (1957) 440

- (38) L u f t , U.C., G o d d a r d , R.F. and R o o r b a c h ,
E.H.: Characteristics of respiratory flow
and pressure in newborn infants.
Fed. Proc. 20 (1961) 429
- (39) E n g s t r ö m , J., V e j m o l o v a , J.:
The effect of Disodium cromoglycate on
allergen challenge in children with
bronchial asthma. Acta Allergologica
(1970) 382-391
- (40) W e b e r , J.M. und W y l i c i l , P.: Artefakte
bei der Ganzkörperplethysmographie
Klin. Wschr. (1968) 708
- (41) M e i e r , J.: Persönliche Mitteilung

Mein Dank gilt

Herrn Professor Dr.med. Josef M a i e r

für die freundliche Überlassung des Themas,

seine großzügige Unterstützung und

Betreuung bei der Durchführung und Aus-

wertung der Messungen und, daß er es er -

möglichte, die Untersuchungen in seinen

Räumen des Hauses durchzuführen.

LEBENS LAUF

Am 16. März 1947 wurde ich als zweite Tochter des Allgemein-
arztes Dr. med. Joachim Z a r m e r und seiner Ehefrau
Erna, geb. Schmidt, in F e n t b a c h im Landkreis
M i e s b a c h geboren.

Vom September 1953 bis 1957 besuchte ich die Volksschule
in B u c h b a c h. Im September 1957 erfolgte der
Übertritt in das Ruperti-Gymnasium in Mühldorf/Inn,
mathem.-naturwissenschaftl. Zweig, wo ich am 27. Juli 1967
das Abitur absolvierte.

Im November 1967 immatrikulierte ich mich an der Universi-
tät M ü n c h e n für das Studium der Tiermedizin an der
tierärztlichen Fakultät. Hier bestand ich im Februar 1969
das Vorphysikum und auf Grund des Prüfungsergebnisses konnte ich
dann mit Bewilligung des Kultusministeriums, das mir die beiden
tiermedizinischen Semester als Fachsemester Medizin ebenso
wie das dort abgelegte Vorphysikum, voll anrechnete, an die
medizinische Fakultät zum Studium der Medizin überwechseln.

Im Sommer 1970 legte ich an der Medizinischen Fakultät
die ärztliche Vorprüfung ab.

Das Medizinische Staatsexamen bestand ich im Dezember 1973
an der Universität München.

Die Approbation zur Ärztin erlangte ich nach einjähriger
Medizinalassistentenzeit am 15. Januar 1975.

Am 25. Januar 1975 heiratete ich Herrn Dr. med. Dietrich
H e y d n e r und führe den Doppelnamen H e y d n e r -
Zarmer.

